

EUROPEAN PATENT OFFICE

Patent Abstracts of Japan

PUBLICATION NUMBER : 11070087
PUBLICATION DATE : 16-03-99

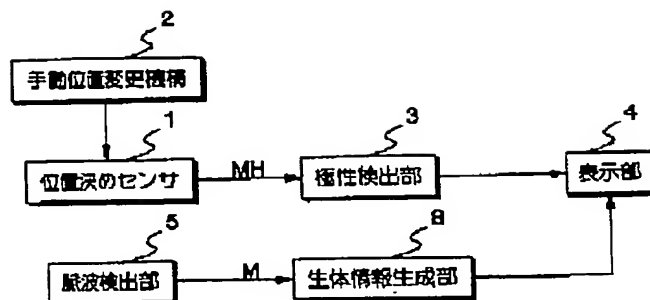
APPLICATION DATE : 29-08-97
APPLICATION NUMBER : 09234994

APPLICANT : SEIKO EPSON CORP;

INVENTOR : ISHIYAMA HITOSHI;

INT.CL. : A61B 5/0245

TITLE : PULSE WAVE DETECTION AND
PULSE WAVE DETECTOR



ABSTRACT : PROBLEM TO BE SOLVED: To specify the position of an artery without giving an examinee a sensation of pressure.

SOLUTION: When a manual position changing mechanism 2 is operated, a positioning sensor 1, moving in the circumferential direction of an arm, detects a pulse wave form MH from above the skin. Inside the skin, capillary blood vessels and arterioles surrounding radial arteries are formed, the pulsation of the capillary vessels and that of the arterioles being reversed in amplitude polarity. When a polarity detecting section 3 outputs a polarity detection signal showing the amplitude polarity of the pulse wave form MH, the polarity detection signal is displayed on a display section 4. Consequently, operating the manual position changing mechanism 2 while watching the display section 4, an examinee can position a pulse detection section 5 on the radial arteries, whereby a pulse wave form M can be detected at a favorable SN ratio.

COPYRIGHT: (C)1999,JPO

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平 1 1 - 7 0 0 8 7

(43) 公開日 平成11年(1999)3月16日

(51) Int. Cl.⁶

A 6 1 B 5/0245

識別記号

F I

A 6 1 B 5/02 3 1 0 H

審査請求 未請求 請求項の数 1 7 O L

(全 1 7 頁)

(21) 出願番号 特願平9-234994

(22) 出願日 平成9年(1997)8月29日

(71) 出願人 000002369

セイコーエプソン株式会社

東京都新宿区西新宿2丁目4番1号

(72) 発明者 天野 和彦

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコー
エプソン株式会社内

(72) 発明者 上馬場 和夫

神奈川県横浜市青葉区荏田北3-19-3

(72) 発明者 石山 仁

茨城県取手市取手3-3-18

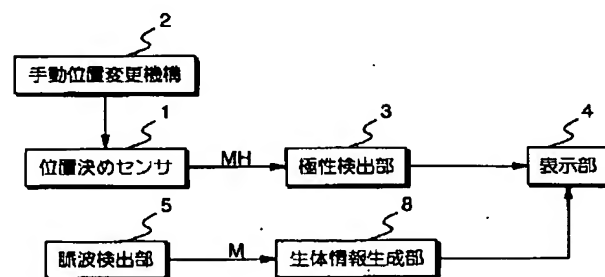
(74) 代理人 弁理士 川▲崎▼ 研二 (外1名)

(54) 【発明の名称】 脈波検出方法および脈波検出装置

(57) 【要約】

【課題】 被験者に圧迫感を与えることなく動脈の位置を特定する。

【解決手段】 手動位置変更機構 2 を操作すると、位置決めセンサ 1 は腕の周方向に移動しながら皮膚の上から脈波波形 MH を検出する。皮膚の内部には毛細血管と橈骨動脈を取り巻く細動脈が形成されており、毛細血管の脈動と細動脈の脈動を振幅極性が反転している。極性検出部 3 は脈波波形 MH の振幅極性を示す極性検出信号 K S を出力すると、極性検出信号 K S が表示部 4 に表示される。したがって、被験者は、表示部 4 を見ながら手動位置変更機構 2 を操作することによって、脈波検出部 5 を橈骨動脈の上に位置決めすることができ、これにより、脈波波形 M を良好な SN 比で検出することできる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 脈波検出手段を用いて生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出法において、前記脈波検出手段の近傍に取り付けられ、前記検出部位に光を照射する発光部とその反射光を受光する受光部とからなる位置決めセンサから出力される脈波波形に基づいて、前記脈波検出手段と前記検出部位との相対位置関係を変更することを特徴とする脈波検出方法。

【請求項 2】 生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段の近傍に取り付けられ、前記検出部位に光を照射する発光部とその反射光を受光する受光部とからなる位置決めセンサと、前記位置決めセンサおよび前記脈波検出手段と、前記検出部位との相対位置関係を変更する位置変更手段と、前記位置決めセンサから出力される脈波波形の振幅極性を検出する極性検出手段と、前記極性検出手段の検出結果を告知する告知手段とを備えることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 3】 生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段の近傍に取り付けられ、前記検出部位に光を照射する発光部とその反射光を受光する受光部とからなる位置決めセンサと、前記位置決めセンサから出力される脈波波形の振幅極性を検出する極性検出手段と、前記極性検出手段によって検出される振幅極性が反転するように、前記位置決めセンサおよび前記脈波検出手段と前記検出部位との相対位置関係を変更する位置変更手段とを備えることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 4】 前記位置決めセンサによって検出される脈波波形から体動を除去して体動除去脈波波形を生成する体動除去手段を備え、前記極性検出手段は、前記体動除去脈波波形に基づいて極性を検出することを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の脈波検出装置。

【請求項 5】 生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段の近傍に取り付けられ、前記検出部位に光を照射する発光部とその反射光を受光する受光部とからなる位置決めセンサと、前記位置決めセンサと前記検出部位との相対位置関係を変更する位置変更手段と、前記位置決めセンサから出力される脈波波形の振幅極性を検出する極性検出手段と、前記位置決めセンサから出力される脈波波形の振幅を検出する振幅検出手段と、前記極性検出手段の検出結果と前記振幅検出手段の検出結果を告知する告知手段とを備えることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 6】 生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段の近傍に取り付けられ、前記検出部位に光を照射する発光部とその反射光を受光する受光部とからなる位置決めセンサと、前記位置決めセンサおよび前記脈波検出手段と、前記検出部位との相対位置関係を変更する位置変更手段と、前記位置決めセンサから出力される脈波波形の振幅極性を検出する極性検出手段と、

10 前記位置決めセンサから出力される脈波波形の振幅を検出する振幅検出手段と、前記極性検出手段によって検出される振幅極性が反転し、かつ、前記振幅検出手段によって検出される振幅が最大となるように、前記位置決めセンサおよび前記脈波検出手段と、前記検出部位との相対位置関係を変更する位置変更手段とを備えることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 7】 前記位置決めセンサからの脈波波形から体動を除去して体動除去脈波波形を生成する体動除去手段を備え、前記極性検出手段は前記体動除去脈波波形に基づいて極性を検出するとともに、前記振幅検出手段は前記体動除去脈波波形に基づいて振幅を検出することを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の脈波検出装置。

【請求項 8】 前記体動除去手段は、前記生体の体動を検出する体動検出部と、前記体動検出部によって検出された体動波形の周波数解析を行う第 1 の周波数解析部と、前記位置決めセンサからの脈波波形の周波数解析を行う第 2 の周波数解析部と、前記第 1 の周波数解析部によって解析された周波数解析結果と、前記第 2 の周波数解析部によって解析された周波数解析結果とを比較して、前記体動除去脈波波形を生成する体動除去部とを備えたことを特徴とする請求項 4 または 7 に記載の脈波検出装置。

【請求項 9】 前記第 1 の周波数解析部と前記第 2 の周波数解析部は、FFT を用いて周波数解析を行うことを特徴とする請求項 8 に記載の脈波検出装置。

【請求項 10】 前記位置変更手段は、少なくとも FFT が行える最小単位時間以上の停止時間をもって移動することを特徴とする請求項 9 に記載の脈波検出装置。

【請求項 11】 前記第 1 の周波数解析部と前記第 2 の周波数解析部は、ウェーブレット変換を用いて周波数解析を行うことを特徴とする請求項 8 に記載の脈波検出装置。

【請求項 12】 前記体動除去手段は、前記位置決めセンサからの脈波波形の周波数解析を行う周波数解析部と、前記周波数解析部によって解析された周波数解析結果のうち低域成分を除去した周波数成分に基づいて、前記体

動除去脈波波形を生成する体動分離部とを備えたことを特徴とする請求項 4 または 7 に記載の脈波検出装置。

【請求項 13】 前記周波数解析部は、FFT またはウェーブレット変換を用いて周波数解析を行うことを特徴とする請求項 12 に記載の脈波検出装置。

【請求項 14】 前記脈波検出手段は、圧力センサであることを特徴とする請求項 2 乃至 13 のうちいずれか 1 項に記載の脈波検出装置。

【請求項 15】 前記脈波検出手段は、光学式センサであることを特徴とする請求項 2 乃至 13 のうちいずれか 1 項に記載の脈波検出装置。

【請求項 16】 前記脈波検出手段と前記位置決めセンサとを兼用したことを特徴とする請求項 15 に記載の脈波検出装置。

【請求項 17】 前記脈波検出手段と前記位置決めセンサとの検出波長を、300 nm から 600 nm の波長領域中に設定したことを特徴とする請求項 16 に記載の脈波検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、脈波を検出する脈波検出方法および装置に関し、特に操作者の熟練度などによらず安定な脈波の検出ができる脈波検出装置に関する。

【0002】

【従来の技術】脈波検出装置の一つとして、橈骨動脈波を検出するものがある。この種の装置においては、橈骨動脈近傍の表皮の圧力の変化を圧力センサを用いて検出し、これにより脈波を測定する。この場合、橈骨動脈上の表皮に置いたセンサに加わる圧力の変化を検出しているので、安定した脈波検出を行うためには、30 mmHg から 80 mmHg の押圧力を加える必要があり、被験者にとって圧迫感が強いという問題があった。

【0003】例えば、米国特許 NO. 4951679 に示される発明においては、橈骨動脈の近傍に配置させた圧力センサを腕に対して押圧し、さらに、この押圧力を順次変化させて、検出信号の振幅が最大になる押圧力を検出する。そして、その押圧力において、脈波の検出を行っている。この場合、最適な押圧力を設定することができ、必要以上の圧力がかかることを防止することはできるが、いずれにしても、腕に所定の圧力をかけることには変わりなく、圧迫感が強いという問題は解消しない。

【0004】これに対して、強い押圧力を加える必要のない脈波検出装置として、超音波を用いるものや、光（赤外線、レーザー光など）を用いるものがある。超音波の反射波を用いる脈波検出装置にあっては、超音波を出射するプローブを被検者の腕の外側方向より当て、動脈血管などで反射した超音波をそのプローブで受信して脈波の測定を行う。

【0005】一方、光を用いて脈波を検出する脈波検出

装置においては、例えば、発光ダイオードから体内に向けて光を送出し、その反射光（皮下組織などによる反射光）の光量を検出する。この場合、発光ダイオードから放射された光の一部は、血管内のヘモグロビンに吸収されるため、その反射光量は血管内の血液容量に関係したものとなり、脈波として検出される。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】ところで、超音波を用いた従来の脈波検出装置では、超音波を送波および受波するプローブと血流のなす角度に応じて反射波の検出値が変化する。そして、プローブの操作においては、血流に対し一定角度を維持するのが難しく、安定した脈波の測定が困難であった。例えば、プローブを被験者の腕の掌側に当てた場合は、そのプローブの位置が動脈血管に対して数ミリずれただけで、脈波の検出が困難となってしまう。また、そのプローブを被験者の腕の背側に当てた場合は、脈波の検出に必要な SN 比を確保することができない。

【0007】また、レーザや発光ダイオードを用いる装置においても、照射光が動脈に照射されなければ、脈波波形の検出に必要な SN 比を確保することができなかったり、あるいは、安定した脈波波形を検出することができない。

【0008】本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであり、操作者に圧迫感を強いることなく、かつ、操作者の熟練度などの影響を受けず正確で安定した脈波を検出することができる脈波検出装置を提供することを目的としている。

【0009】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明にあっては、脈波検出手段を用いて生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出法において、前記脈波検出手段の近傍に取り付けられ、前記検出部位に光を照射する発光部とその反射光を受光する受光部とからなる位置決めセンサから出力される脈波波形に基づいて、前記脈波検出手段と前記検出部位との相対位置関係を変更することを特徴とする。

【0010】また、請求項 2 に記載の発明にあっては、生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段の近傍に取り付けられ、前記検出部位に光を照射する発光部とその反射光を受光する受光部とからなる位置決めセンサと、前記位置決めセンサおよび前記脈波検出手段と、前記検出部位との相対位置関係を変更する位置変更手段と、前記位置決めセンサから出力される脈波波形の振幅極性を検出する極性検出手段と、前記極性検出手段の検出結果を告知する告知手段とを備えることを特徴とする。

【0011】また、請求項 3 に記載の発明にあっては、生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段の近傍に取り付けられ、前記検出

部位に光を照射する発光部とその反射光を受光する受光部とからなる位置決めセンサと、前記位置決めセンサから出力される脈波波形の振幅極性を検出する極性検出手段と、前記極性検出手段によって検出される振幅極性が反転するように、前記位置決めセンサおよび前記脈波検出手段と前記検出部位との相対位置関係を変更する位置変更手段とを備えることを特徴とする。

【0012】また、請求項4に記載の発明にあっては、前記位置決めセンサによって検出される脈波波形から体動を除去して体動除去脈波波形を生成する体動除去手段を備え、前記極性検出手段は、前記体動除去脈波波形に基づいて極性を検出することを特徴とする。

【0013】また、請求項5に記載の発明にあっては、生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段の近傍に取り付けられ、前記検出部位に光を照射する発光部とその反射光を受光する受光部とからなる位置決めセンサと、前記位置決めセンサと前記検出部位との相対位置関係を変更する位置変更手段と、前記位置決めセンサから出力される脈波波形の振幅極性を検出する極性検出手段と、前記位置決めセンサから出力される脈波波形の振幅を検出する振幅検出手段と、前記極性検出手段の検出結果と前記振幅検出手段の検出結果を告知する告知手段とを備えることを特徴とする。

【0014】また、請求項6に記載の発明にあっては、生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段の近傍に取り付けられ、前記検出部位に光を照射する発光部とその反射光を受光する受光部とからなる位置決めセンサと、前記位置決めセンサおよび前記脈波検出手段と、前記検出部位との相対位置関係を変更する位置変更手段と、前記位置決めセンサから出力される脈波波形の振幅極性を検出する極性検出手段と、前記位置決めセンサから出力される脈波波形の振幅を検出する振幅検出手段と、前記極性検出手段によって検出される振幅極性が反転し、かつ、前記振幅検出手段によって検出される振幅が最大となるように、前記位置決めセンサおよび前記脈波検出手段と、前記検出部位との相対位置関係を変更する位置変更手段とを備えることを特徴とする。

【0015】また、請求項7に記載の発明にあっては、前記位置決めセンサからの脈波波形から体動を除去して体動除去脈波波形を生成する体動除去手段を備え、前記極性検出手段は前記体動除去脈波波形に基づいて極性を検出するとともに、前記振幅検出手段は前記体動除去脈波波形に基づいて振幅を検出することを特徴とする。

【0016】また、請求項8に記載の発明にあっては、前記体動除去手段は、前記生体の体動を検出する体動検出部と、前記体動検出部によって検出された体動波形の周波数解析を行う第1の周波数解析部と、前記位置決めセンサからの脈波波形の周波数解析を行う第2の周波数

解析部と、前記第1の周波数解析部によって解析された周波数解析結果と、前記第2の周波数解析部によって解析された周波数解析結果とを比較して、前記体動除去脈波波形を生成する体動除去部とを備えたことを特徴とする。

【0017】また、請求項9に記載の発明にあっては、前記第1の周波数解析部と前記第2の周波数解析部は、FFTを用いて周波数解析を行うことを特徴とする。また、請求項10に記載の発明にあっては、前記位置変更手段は、少なくともFFTが行える最小単位時間以上の停止時間をもって移動することを特徴とする。

【0018】また、請求項11に記載の発明にあっては、前記第1の周波数解析部と前記第2の周波数解析部は、ウェーブレット変換を用いて周波数解析を行うことを特徴とする。また、請求項12に記載の発明にあっては、前記体動除去手段は、前記位置決めセンサからの脈波波形の周波数解析を行う周波数解析部と、前記周波数解析部によって解析された周波数解析結果のうち低域成分を除去した周波数成分に基づいて、前記体動除去脈波波形を生成する体動分離部とを備えたことを特徴とする。

【0019】また、請求項13に記載の発明にあっては、前記周波数解析部は、FFTまたはウェーブレット変換を用いて周波数解析を行うことを特徴とする。また、請求項14に記載の発明にあっては、前記脈波検出手段は、圧力センサであることを特徴とする。また、請求項15に記載の発明にあっては、前記脈波検出手段は、光学式センサであることを特徴とする。

【0020】また、請求項16に記載の発明にあっては、前記脈波検出手段と前記位置決めセンサとを兼用したことを特徴とする。また、請求項17に記載の発明にあっては、前記脈波検出手段と前記位置決めセンサとの検出波長を、300nmから600nmの波長領域中に設定したことを特徴とする。

【0021】

【発明の実施の形態】

A. 原理

まず、本発明に係わる橈骨動脈の位置検出方法について説明する。図1は、橈骨動脈の立体模型図である。血液は内皮100の中を流れる。内皮100は内膜101に覆われており、その外側には内弾性板102が形成されている。内弾性板102と外弾性板104の間には、内膜103が形成されている。内膜103は密に並んだ平滑筋で構成されている。外弾性板104の外側には外膜105が形成されており、外膜105の内部に細動脈ARが形成されている。橈骨動脈が収縮すると、内弾性板102、外弾性板104は強く波うち、それが拡張するとまっすぐ伸びる。こうした脈動によって橈骨動脈は血液を組織に供給するが、橈骨動脈自体にも血液を供給する必要がある。この役割を担うのが、細動脈ARであ

る。また、図 2 は、橈骨動脈、細動脈および毛細血管の関係を模式的に示す断面図である。この図において、R A は、内皮 100 と内膜 101 からなる橈骨動脈の内壁、A R は細動脈、C A、C A' は毛細血管、S は皮膚である。図に示すように、橈骨動脈の内壁 R A の外側には細動脈 A R が形成されており、また、皮膚 S の内部には多数の毛細血管 C A、C A' が形成されている。この例では、橈骨動脈の内壁 R A と皮膚 S の間にある毛細血管に符号 C A' を、橈骨動脈の内壁 R A から離れた位置にある毛細血管に符号 C A をふしてある。毛細血管 C A、C A' は網目状になっており、橈骨動脈によって運ばれた血液を組織の隅々にまで供給している。このため、橈骨動脈から検出される脈波波形と毛細血管 C A から検出される脈波波形は、多少の時間遅れがあるものの、その振幅極性は一致している。

【0022】ところで、橈骨動脈には、心臓の収縮拡張によって送り出される血液流が流れるので、図 3 に示すような脈動が末梢部に向けて $8 \sim 16 \text{ m/s}$ で進行していく。ここで、位置 X1 のように橈骨動脈の内壁 R A が脈動によって拡張すると、その近傍にある細動脈 A R と毛細血管 C A' は橈骨動脈の内壁 R A に圧迫されて虚血状態となる。一方、位置 X2 のように橈骨動脈の内壁 R A が拡張していない状態にあっては、細動脈 A R と毛細血管 C A' は橈骨動脈の内壁 R A に圧迫されないの、通常の血液流が流れる。

【0023】このため、橈骨動脈の脈波波形と細動脈 A R および毛細血管 C A' の脈波波形は、その振幅極性が反転したものとなる。一方、上述したように橈骨動脈の脈波波形と毛細血管 C A の脈波波形では、振幅極性が一致したものとなる。したがって、毛細血管 C A の脈波波形と細動脈 A R の脈波波形は、その振幅極性が反転したものとなる。図 4 (a) は毛細血管 C A の脈波波形を、図 4 (b) は細動脈 A R の脈波波形を各々示したものである。

【0024】手腕の周りの皮膚 S の上から、ごく浅い内部の脈波波形を計測すると、図 2 に示すように毛細血管 C A の脈波波形が計測される領域 W1、W3 と、細動脈 A R および毛細血管 C A' の脈波波形が計測される領域 W2 がある。ここで、位置 Xs から位置 Xe に向けて（周方向に）脈波波形を計測していくと、領域 W2 において脈波波形の振幅極性が反転することとなる。したがって、脈波波形の振幅極性が反転する位置を検知することによって、橈骨動脈の位置を特定することができる。

【0025】本発明者らは、以上説明したように医学的な見地から毛細血管 C A、C A'、橈骨動脈の内壁 R A、および細動脈 A R を考察した結果に着目して、橈骨動脈の位置を簡易に特定する脈波検出法を開発した。この脈波検出法の要点は、脈波検出手段を用いて生体の検出部位から脈波波形を検出する際に、脈波検出手段の近傍に取り付けられ、検出部位に光を照射する発光部とそ

の反射光を受光する受光部とからなる位置決めセンサを設け、位置決めセンサから出力される脈波波形に基づいて、脈波検出手段と検出部位との相対位置関係を変更するものである。

【0026】B. 機能構成

次に、本実施形態に係わる脈波検出装置の機能を説明する。図 5 は本実施形態に係わる脈波検出装置の機能ブロック図である。図において、f1 は脈波検出手段であって、生体の検出部位から脈波波形を検出する。例えば、光学式脈波センサや圧力センサ等が該当する。また、f2 は振幅検出手段であって、脈波検出手段によって検出された脈波波形の振幅値を検出する。

【0027】f3 は位置決めセンサであって、脈波検出手段 f1 と一体に取り付けられ、検出部位に光を照射する発光部とその反射光を受光する受光部とから構成されている。この位置決めセンサ f3 によって、毛細血管 C A と細動脈 A R および毛細血管 C A' の脈波波形が検出される。

【0028】また、f4 は極性検出手段であって、位置決めセンサ f2 から出力される脈波波形の振幅極性を検出する。これにより、脈波波形の振幅極性が反転した位置を特定することができる。また、f5 は位置変更手段であって、位置決めセンサ f2 および脈波検出手段 f1 と検出部位との相対位置関係を変更する。変更の態様としては、被験者が操作するものと、極性検出手段 f3 の検出結果に基づいて自動的に位置制御を行うものとがある。自動変更を行う場合には、図中点線で示すように、極性変更手段 f4 によって検出された振幅極性や振幅検出手段 f2 によって検出された振幅値に基づいて位置変更手段 f5 は位置変更を行う。

【0029】また、f6 は告知手段であって、脈波検出手段 f1 によって検出された脈波波形、脈波波形に基づいて求められた生体の状態を示す生体情報、極性検出手段 f3 および振幅検出手段 f2 検出結果等を告知する。位置変更手段 f4 が手動によるもので構成される場合には、被験者は告知手段 f3 によって、脈波検出手段 f1 が適切な位置にあるか否かを知ることができる。

【0030】C. 第 1 実施形態

以下、図面を参照しつつ、本発明の第 1 実施形態に係わる脈波検出装置を説明する。

1. 第 1 実施形態の構成

1-1: 電気的構成

図 6 は、第 1 実施形態に係わる脈波検出装置の電気的構成を示すブロック図である。図において、1 は位置決めセンサであって、毛細血管 C A、C A' および細動脈 A R の脈波波形 M H を検出する。位置決めセンサ 1 は、図 7 に示すように L E D 3 2（発光部）、フォトトランジスタ 3 3（受光部）などから構成される。この図において、スイッチ S W が on 状態となり、電源電圧が印加されると、L E D 3 2 から光が照射され、血管や組織によ

って反射された後に、フォトランジスタ33によって受光され、脈波波形MHが検出される。ここで、LEDの発光波長は、血液中のヘモグロビンの吸収波長ピーク付近に選ばれる。このため、受光レベルは血流量に応じて変化する。したがって、受光レベルを検出することによって、脈波波形を検出できる。

【0031】また、LED32としては、InGaP系（インジウム-ガリウム-砒素系）の青色LEDが好適である。青色LEDの発光スペクトルは、例えば450nmに発光ピークを有し、その発光波長域は、350nmから600nmまでの範囲にある。この場合には、かかる発光特性を有するLEDに対応させてフォトランジスタ33として、GaAsP系（ガリウム-砒素-リン系）のフォトランジスタを用いればよい。このフォトランジスタ33の受光波長領域は、例えば、主要感度領域が300nmから600nmまでの範囲にあって、300nm以下にも感度領域がある。このような青色LEDとフォトランジスタ33とを組み合わせると、その重なり領域である300nmから600nmまでの波長領域において、脈波が検出される。この場合には、以下の利点がある。

【0032】まず、細動脈ARは橈骨動脈の血管壁を外側から取り巻くように形成されており、また、橈骨動脈の内壁RAと皮膚Sの間に毛細血管CA'が形成されている。このため、仮に細動脈ARおよび毛細血管CA'の脈波波形MHを検出する目的で照射した光が橈骨動脈の内壁RAの内部まで届くと、その血液流を検出してしまふ。橈骨動脈の脈波波形と毛細血管CAの脈波波形の振幅極性は、上述したように同一であるから、照射光が橈骨動脈RAの内部まで届くと、腕の周方向に位置決めセンサ1を移動させても、橈骨動脈の位置で脈波波形MHの振幅極性の反転せず、橈骨動脈の位置を特定することができない。しかし、波長領域が700nm以下の照射光は、生体の組織を透過しにくい傾向があり、皮膚表面から2mm～3mm程度までしか届かない。また、橈骨動脈は、皮膚の表面から3mm以上深い所にあるのが通常である。したがって、検出光の範囲（照射光と受光感度が重複する範囲）を300nmから600nmまでの波長領域に設定すると、橈骨動脈の血液流の影響を受けることなく毛細血管CAと細動脈ARおよび毛細血管CA'の脈波波形MHを検出することができる。

【0033】また同様に、外光に含まれる光のうち、波長領域が700nm以下の光は、生体の組織を透過しにくい傾向があるため、外光が遮光部分（後述するバンド）で覆われていない皮膚に照射されても、生体の組織を介してフォトランジスタ33まで到達せず、検出に影響を与えない波長領域の光のみがフォトランジスタ33に達する。一方、300nmより低波長領域の光は、皮膚表面でほとんど吸収されるので、受光波長領域を700nm以下としても、実質的な受光波長領域は、

300nm～700nmとなる。したがって、検出部位を大掛かりに覆わなくとも、外光の影響を抑圧することができる。

【0034】また、血液中のヘモグロビンは、波長が300nmから700nmまでの光に対する吸光係数が大きく、波長が880nmの光に対する吸光係数に比して数倍～約100倍以上大きい。したがって、この例のように、ヘモグロビンの吸光特性に合わせて、吸光特性が大きい波長領域（300nmから700nm）の光を検出光として用いると、その検出値は、血量変化に応じて感度よく変化するので、血量変化に基づく脈波波形MHのS/N比を高めることができる。

【0035】次に、2は手動位置変更機構であって、位置決めセンサ1の橈骨動脈に対する相対的な位置関係を手動によって変更できるようになっている。この例における手動位置変更機構2は機械的な構成であるので、この点については後述する。

【0036】次に、3は脈波波形MHの振幅極性を検出して極性検出信号KSを出力する極性検出部である。図8は、極性検出部2の回路図である。図に示すように極性検出部3は、+V、-Vの電源電圧が供給されるオペアンプ30、抵抗31、32から構成されている。オペアンプ30の正入力には、その出力が抵抗31、32を介して正帰還されており、これによりヒステリシスコンパレータが構成される。ヒステリシスコンパレータは2つの閾値L1、L2（L1>L2）を持ち、その出力信号は入力信号がL1を越えるとハイレベルとなり、L2を下回るとローレベルとなる。この例において、抵抗31、32の値をR1、R2とすれば、L1、L2は以下の式で与えられる。

$$L1 = +V \cdot R2 / (R1 + R2), L2 = -V \cdot R2 / (R1 + R2)$$

したがって、脈波波形MHが閾値L1を上回れば極性検出信号KSはハイレベルとなり、脈波波形MHが閾値L2を上回れば極性検出信号KSはローレベルとなる。

【0037】次に、4は表示部であって、液晶表示装置によって構成される。そこには、極性検出部2で検出された振幅極性、また、橈骨動脈の脈波波形Mの振幅値、脈拍数等の生態情報が表示される。振幅極性は、例えば、「+」「-」といった記号で表示される。これにより、手動位置変更機構2を被験者が操作すると、位置決めセンサ1で検出された脈波波形MHの振幅極性が表示部4に表示されるので、被験者は、振幅極性が反転した位置、すなわち、橈骨動脈の位置を知ることができる。

【0038】次に、5は脈波検出部であって、橈骨動脈の内壁RAの脈動を脈波波形Mとして検出する。この例における脈波検出部5は、圧力センサによって構成されている。圧力センサは、脈動を圧力として検出するものであるから、脈波測定時に、脈波検出部5を皮膚の上から橈骨動脈RAに押しつけることができるようになって

いる。また、8は生体情報生成部であって脈波波形Mに基づいて、その振幅値、脈拍数等の生体情報を生成する。

【0039】以上の構成によって、被験者が手動位置変更機構2を操作すると、位置決めセンサ1によって検出された脈波波形MHの振幅極性が極性検出部3によって検出され、これが表示部4に表示される。橈骨動脈の内壁RAの周辺にある細動脈ARおよび毛細血管CA'の脈波波形は、毛細血管CAの脈波波形MHとその振幅極性が反転したものとなるので、被験者は、表示部4に表示される振幅極性が反転した位置を橈骨動脈の位置として認識することができる。これにより、脈波検出部5を橈骨動脈の上部に位置決めすることができる。また、より正確に位置決めを行う場合には、表示部4に表示される脈波波形Mの振幅値が最大になるように位置決めを行うことも可能である。

【0040】1-2：機械的構成

次に、図9は、本実施形態に係わる脈波検出装置の外観を示す斜視図である。この図に示すように、本実施形態は腕時計の形態をとっている。ここで、図9に示す18は本体であり、前述した極性検出部3と表示部4を収納している。なお、本体18には、図示せぬ時計ICが設けられており、表示部4は図9に示すように、時計ICが出力する時刻情報を表示する。また、11は各種操作を行うための操作ボタンであり、例えば、脈波を測定する測定モードと時刻を表示する時計モードの切り替えなどを行う。

【0041】また、本体18には、一対のバンド13a、13bが取り付けられており、図10に示すように、これらを腕に巻き付け、所定の止め金具12で止めることにより、腕に装着される。14は、バンド13a、13bに沿って移動可能な矩形断面の筒状の摺動体であり、この摺動体14内に位置決めセンサ1と脈波検出部5が設けられている。したがって、摺動体14を移動させると、位置決めセンサ1と脈波検出部5とが一体となって移動する。また、脈波検出部5は半球状の形状をしており、位置決め時には摺動体14の内部に陥没している。そして、脈波検出部5は、ボタン14aを引っ張ると突出し、押し込むと陥没するようになっている。したがって、位置決め時には、ボタン14aを押し込んだ状態で摺動部14の位置を調整し、橈骨動脈の脈波波形を測定する際にボタン14aを引っ張って脈波検出部5を突出させる。これにより、位置決めを行う際に摺動部14を円滑に移動させることができるので、被験者が圧迫感を受けることにならない。

【0042】また、位置決めセンサ1および脈波検出部5と本体18との間には、図示せぬケーブルが設けられており、これにより、検出された脈波波形MH、Mが伝達されるようになっている。

【0043】2. 第1実施形態の動作

次に、第1実施形態の動作について説明する。まず、バンド13a、13bを腕に巻き、止め金具12によって固定する。そして、操作ボタン11を操作することによって、位置決めモードに設定する。この結果、位置決めセンサ1の発光部(LED32)から光が被験者の腕に照射され、その反射光が受光部(フォトランジスタ33)で受光される。血管を流れる血液は、上述したように光を吸収する吸光特性を持っているから、受光部が受光する反射光の光量は、毛細血管CA、CA'や細動脈ARを流れる血液によって減衰する。その減衰量は、その血管における照射光が貫く部位の血液容量の関数となり、すなわち、毛細血管CA、CA'や細動脈ARを流れる血液の脈波に対応したものとなる。

【0044】ここで、摺動体14が図2に示す位置Xsにあり、これを位置Xeまで移動させるものとする。この場合、位置決めセンサ1によって検出される脈波波形MHは、摺動体14の移動速度にもよるが、十分低速で移動させたとなると、図11(a)に示す脈波波形MHとなる。なお、同図(a)に示すL1、L2は、極性検出部3に用いられるヒステリシスコンパレータの閾値である。

【0045】ヒステリシスコンパレータの出力は、脈波波形MHの振幅が閾値L1を越えるとハイレベルとなり、閾値L2を下回るとローレベルになるから、振幅極性検出信号KSは同図(b)に図示したものとなる。ここで、振幅極性検出信号KSがハイレベルの期間T1、T3は図2に示す領域W1、W3に対応し、一方、ローレベル期間T2は図2に示す領域W2に対応する。

【0046】この場合、期間T1、T3においては表示部4に「+」が、期間T2においては表示部4に「-」が表示されるが、摺動体14の移動距離に対して橈骨動脈の太さは小さいから、期間T2はごく短い期間となる。したがって、被験者は表示部4に表示される振幅極性を見ながら摺動体14を移動させることによって、橈骨動脈RAの位置を知ることができる。

【0047】このようにして、橈骨動脈の上に摺動体14を移動させた後、図9に示すボタン14aを引っ張ると、脈波検出部5が腕の側に突出する。ここで、脈波検出部5と位置決めセンサ1は摺動体14の回動方向と垂直方向に取り付けられているから、位置決めセンサ1と脈波検出部5は橈骨動脈の上に位置する。したがって、脈波検出部5は、橈骨動脈を正確に押圧することができる。

【0048】この後、操作ボタン11を操作することによって、脈波検出モードに設定されると、表示部4には脈波検出部5によって検出された脈波波形Mの振幅値が表示される。ここで、被験者は脈波波形Mの振幅が最大となるように、摺動体14の位置を微調整することによって、より正確な脈波波形Mを検知することができる。

【0049】3. 第1実施形態の変形例

(1) 告知手段の一例

前述のように、本実施形態によれば、表示によって脈波検出部 5 と橈骨動脈の位置関係を操作者に告知するようにしたが、これに代えて音によって告知するように構成してもよい。すなわち、極性検出部 3 の振幅極性検出信号 K S に基づいて発音を行う発音手段 V O を設けてもよい。そして、発音手段においては、例えば、振幅極性検出信号 K S のレベルに応じて、音量、音高、音色、などの音の属性を変えることによって、脈波検出部 5 と橈骨動脈 R A の位置関係を告知するように構成する。また、音の発音間隔、例えば、ピピピピという電子音の発音間隔などを変化させることによって告知してもよい。

【0050】(2) 脈波検出部 5 の位置決め方法の一例
前述のように、本実施形態によれば、表示部 4 の表示を見ながら、脈波検出部 5 の位置を良好に設定することができるが、腕に装着した際の当初の位置決めにおいても、できるだけ橈骨動脈付近を貫通するようにした方が好適である。そこで、一応の目安として、バンド 13 a にマークを付けるとよい。すなわち、図 10 に示すように、バンド 13 a に所定の間隔で目盛り 13 m、13 m ……を付けておき、摺動体 14 がどの目盛りの位置のときに伝送路 L が良い位置に達したかを覚えておく。そして、バンド 13 a、13 b を腕に装着した直後に、摺動体 14 の位置をその目盛り位置に調整する。このようにすれば、測定モードに移行した後の摺動体 14 の調整量が少なく済み、測定が迅速に行える。

【0051】C. 第 2 実施形態

1. 第 2 実施形態の構成

図 12 は、第 2 実施形態に係わる脈波検出装置の電気的構成を示すブロック図である。本実施形態は、前述の第 1 実施形態の構成における摺動体 14 (手動位置変更機構 2) に代えて、自動位置変更機構 10 と制御部 6 を設けたものである。自動位置変更機構 10 は、位置決めセンサ 1 および脈波検出部 5 を腕の周方向 (橈骨動脈 R A に対して直交する方向) に駆動するものであり、制御部 6 によって駆動される。制御部 6 は、振幅極性信号 K S に基づいて、その振幅極性が反転する中央に位置決めセンサ 1 および脈波検出部 5 が位置するようにパルス駆動信号 D S を生成する。

【0052】ここで、図 13 は、自動位置変更機構 10 の外観を示す正面図 (皮膚側) であり、図示のようにバンド 13 b が貫通している。自動位置変更機構 10 の内部は、リニアパルスモータの構成になっており、図示の 10 b はそのスライダである。このリニアパルスモータは、パルス駆動信号 D S によって内部コイルの励磁条件を変更し正確に一定ピッチづつ直線的に歩進するようになっている。スライダ 10 b には、皮膚側に可動部 10 c が設けられており、この可動部 10 c に位置決めセンサ 1 と脈波検出部 5 が取り付けられている。可動部 10 c は、溝 10 a に沿って図面左右方向に 1 cm 程度のス

トロークで移動自在である。

【0053】2. 第 2 実施形態の動作

以上の構成において、位置決めモードが設定されると、制御部 6 は、自動位置変更機構 10 を初期化するように駆動信号 D S を出力する。具体的には、図 13 に示す可動部 10 c をみぞ 10 a の右端に移動させる。

【0054】この後、制御部 6 は可動部 10 c を右から左へ一定の速度で移動させるように自動位置変更機構 10 を制御する。この場合、可動部 10 c の移動速度は、脈波波形 M H の反転を検出できるように設定される。可動部 10 c が移動を開始すると、位置決めセンサ 1 からの脈波波形 M H に基づいて、極性検出部 3 はその振幅極性を検出し、振幅極性信号 K S を生成する。

【0055】振幅極性信号 K S が制御部 6 に供給されると、制御部 6 は振幅極性信号 K S が反転するまで、可動部 10 c を左方向へ移動させるように制御する。橈骨動脈の内壁 R A の血管径は、可動部 10 c のストローク (1 cm) に対して小さく、また、バンド 13 b に対する自動位置変更機構 10 の取り付け位置は、自動位置変更機構 10 の中心が橈骨動脈と略一致するように設定される。このため、可動部 10 c の初期化時に位置決めセンサ 1 が橈骨動脈の上部に位置することはごく稀であり、可動部 10 c は初期化時に図 2 に示す位置 X s に位置する。したがって、初期化位置から可動部 10 c が移動を開始すると、まず、毛細血管 C A の脈波波形 M H が位置決めセンサ 1 によって検出される。そして、さらに可動部 10 c が移動すると、細動脈 A R および毛細血管 C A' の脈波波形 M H が検出される。ここで、毛細血管 C A の脈波波形 M H と細動脈 A R および毛細血管 C A' の脈波波形 M H との振幅極性は反転するから、振幅極性信号 K S が反転した時、可動部 10 c は橈骨動脈の左端上部に位置している。

【0056】制御部 6 は振幅極性信号 K S の反転を検知すると、パルス駆動信号 D S のパルス数のカウントを開始し、振幅極性信号 K S の振幅極性が再反転するまでカウントを行う。振幅極性信号 K S が再反転するのは、位置決めセンサ 1 によって検出される脈波波形 M H が、細動脈 A R および毛細血管 C A' から毛細血管 C A に切り替わった時である。すなわち、このタイミングにおいて、可動部 10 c は橈骨動脈の右端上部に位置している。

【0057】この後、制御部 6 は、カウントされたパルス駆動信号 D S のパルス数を半分にし、このパルス数だけ可動部 10 c を逆方向に移動させるようにパルス駆動信号 D S を生成する。これにより、可動部 10 c を橈骨動脈の真上に移動させることができる。

【0058】次に、制御部 6 は、可動部 10 c に設けられた脈波検出部 5 を突出せるように制御信号 C S を生成して自動位置変更機構 10 に供給する。この制御信号 C S を自動位置変更機構 10 が検知すると、自動位置変更

機構 10 は、脈波検出部 5 を皮膚側に突出させる。これにより、脈波検出部 5 によって橈骨動脈の脈波波形 M が検出される。

【0059】以上の動作の結果、脈波検出部 5 は、脈波波形 M が最大になる位置に制御される。本実施形態においては、圧力センサによって位置決めする装置（例えば、米国特許 NO. 4951679）と異なり、位置決めを行う際には、脈波検出部 5 を表皮に押しつけていないので、可動部 10c を腕の表皮に沿って移動させる力は少なく済む。したがって、一般的なリニアバルスモータのトルクで十分にサーボ制御が可能である。また、動脈血管の径から、可動部 10c の移動距離は 1 cm 程度あれば、十分に脈波検出部 5 の最適位置を見つけることができる。

【0060】3. 第 2 実施形態の変形例

(1) 第 2 実施形態においては、表示部 4 における振幅値の表示を省略してもよい。これは、装置がサーボ機構によって自動的に脈波検出部 5 を最適位置にするので、利用者が振幅値をモニタしなくてもよいからである。ただし、表示部 4 で振幅値を表示すれば、サーボ機構の動作状況を知ることができ、また、仮にサーボ機構が故障した場合には、手動によって脈波検出部 5 の位置を最適化することができる。

【0061】(2) 第 2 実施形態において、脈波検出部 5 で検出される脈波波形 M の振幅値を制御部 6 に供給し（図 12 中の点線を参照）、この振幅値と振幅極性信号 KS に基づいてパルス駆動信号 DS を生成してもよい。この場合、制御部 6 は振幅極性信号 KS の反転を検知すると、制御信号 CS を自動位置変更機構 10 に供給する。制御信号 CS を自動位置変更機構 10 が検知すると、自動位置変更機構 10 は、脈波検出部 5 を皮膚側に突出させる。これにより、脈波検出部 5 によって橈骨動脈の脈波波形 M が検出される。この後、制御部 6 は、可動部 10c を右に 1 ピッチ移動させ、脈波波形 M の振幅値が大きくなるか否かを判定する。仮に大きくなっていたら、さらに、1 ピッチ右に移動させ、振幅値が大きくなるか否かを測定する。以後同様にして、右に移動させて行き、振幅値が小さくなったときは、1 ピッチ左に戻って移動を終了する。以上の動作の結果、脈波検出部 5 は、脈波波形 M の振幅が最大になる位置に制御される。

【0062】ところで、ランニング等の運動中にあっては、腕に巻き付けたベルトが腕の振りによってずれることがある。このような場合、脈波検出部 5 の位置が橈骨動脈 RA の真上からずれてしまい、脈波波形 M の SN 比が劣化することが起こりうる。そこで、制御部 6 において、脈波波形 M の振幅値が過去の平均した振幅値からある値を越えて低下したことを検知し、これをトリガとして、再度、上述した振幅値に基づく脈波検出部 5 の位置変更を行うようにしてもよい。

【0063】C : 第 3 実施形態

上述した第 1、第 2 実施形態は、位置決めセンサ 1 で検出された脈波波形 MH の振幅極性を検出し、この検出結果に基づいて脈波検出部 5 の位置決めを行うものであった。ところで、運動時には毛細血管 CA、CA' や細動脈 AR を流れる血液流は体動の影響を受けるため、脈波波形 MH に体動成分が重畳し、脈波波形 MH の振幅が脈動とは無関係に大きく変動する。このような場合、位置決めセンサ 1 の出力に基づいて振幅極性を判定すると、体動の影響を受けて振幅極性を正確に判定できないこともある。そこで、第 3 実施形態にあっては、体動成分を除去した後に振幅極性を検出することにより、体動がある場合であっても正確に脈波検出部 5 の位置決めを行うようにしている。

【0064】第 3 実施形態に係わる脈波検出装置の電氣的構成を図 14 に示す。この脈波検出装置の構成は、位置決めセンサ 1 と極性検出部 3 との間に体動除去手段 7 を設けた点を除いて、上述した第 2 実施形態の脈波検出装置と同様である。体動除去手段 7 は、脈波波形 MH から体動波形を除去して体動除去脈波波形 MH' を生成する。体動除去手段 7 の具体的な構成としては、以下の構成例がある。

【0065】1. 構成例 1

図 15 は、体動除去手段 7 の構成例 1 を示すブロック図である。図において、70 は体動検出部であって、本体 18（図 9 参照）の内部に設けられ、加速度センサ等で構成される。体動検出部 70 によって、生体の体動を示す体動波形 TH が検出される。また、71 は第 1 の周波数解析部であって、体動波形 TH に周波数解析を施して、体動解析データ TKD を生成する。一方、72 は第 2 の周波数解析部であって、脈波波形 MH に周波数解析を施して、脈波解析データ MKD を生成する。周波数解析の手法には、FFT（高速フーリエ変換）の他、ウェーブレット変換等がある。この例にあっては、ウェーブレット変換を一例として説明する。

【0066】一般に、信号を時間と周波数の両面から同時に捉える時間周波数解析において、ウェーブレットは信号の部分を切り出す単位となる。ウェーブレット変換は、この単位で切り出した信号各部の大きさを表している。ウェーブレット変換を定義するために基底関数として、時間的にも周波数的にも局在化した関数 $\psi(x)$ をマザー・ウェーブレットとして導入する。ここで、関数 $f(x)$ のマザー・ウェーブレット $\psi(x)$ によるウェーブレット変換は次のように定義される。

【数 1】

$$(W_{\psi}f)(b,a) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) f(x) dx$$

【0067】数 1 において b は、マザー・ウェーブレット $\psi(x)$ をトランスレート（平行移動）する際に用いるパラメータであり、一方、 a はスケール（伸縮）する

際のパラメータである。したがって、数1においてウェーブレット $\phi((x-b)/a)$ は、マザー・ウェーブレット $\phi(x)$ を b だけ平行移動し、 a だけ伸縮したものである。この場合、スケールパラメータ a に対応してマザー・ウェーブレット $\phi(x)$ の幅は伸長されるので、 $1/a$ は周波数に対応するものとなる。

【0068】ここで、第1の周波数解析部71の詳細な構成について説明する。図16は第1の周波数解析部71の詳細な構成を示すブロック図である。なお、第2の周波数解析部72も第1の周波数解析部71と同様に構成される。この第1の周波数解析部71は、上記した数1の演算処理を行う構成であって、クロックCKが供給され、クロック周期で演算処理が行われるようになっている。図示するように第1の周波数解析部71は、マザー・ウェーブレット $\phi(x)$ を記憶する基底関数記憶部W1、スケールパラメータ a を変換するスケール変換部W2、バッファメモリW3、トランスレートを行う平行移動部W4および乗算部W5から構成される。なお、基底関数記憶部W1に記憶するマザー・ウェーブレット $\phi(x)$ としては、ガボールウェーブレットの他、メキシカンハット、Haarウェーブレット、Meyerウェーブレット、Shannonウェーブレット等が適用できる。

【0069】まず、基底関数記憶部W1からマザー・ウェーブレット $\phi(x)$ が読み出されると、スケール変換部W2はスケールパラメータ a の変換を行う。ここで、スケールパラメータ a は周期に対応するものであるから、 a が大きくなると、マザー・ウェーブレット $\phi(x)$ は時間軸上で伸長される。この場合、基底関数記憶部W1に記憶されるマザー・ウェーブレット $\phi(x)$ のデータ量は一定であるので、 a が大きくなると単位時間当たりのデータ量が減少してしまう。スケール変換部W2は、これを補うように補間処理を行うとともに、 a が小さくなると間引き処理を行って、関数 $\phi(x/a)$ を生成する。このデータはバッファメモリW3に一旦格納される。

【0070】次に、平行移動部W4はバッファメモリW3からトランスレートパラメータ b に応じたタイミングで関数 $\phi(x/a)$ を読み出すことにより、関数 $\phi((x-b)/a)$ の平行移動を行い関数 $\phi((x-b)/a)$ を生成する。

【0071】次に、乗算部W5には、図示せぬA/D変換器を介して体動波形THをA/D変換して得た体動波形データTHDが供給される。乗算部W4は、変数 $1/a^{1/2}$ 、関数 $\phi((x-b)/a)$ および体動波形データTHDを乗算してウェーブレット変換を行い、体動解析データTKDを生成する。この例において、体動波形データTKDは、0Hz~0.5Hz、0.5Hz~1.0Hz、1.0Hz~1.5Hz、1.5Hz~2.0Hz、2.0Hz~2.5Hz、2.5Hz~3.0Hz

z、3.0Hz~3.5Hz、3.5Hz~4.0Hzといった周波数領域に分割されて出力される。なお、第2の周波数解析部72も、第1の周波数解析部71と同様に構成される。

【0072】次に、図15に示す73は体動除去部であって、脈波解析データMKDから体動解析データTKDを減算して、体動除去脈波解析データMKD'を生成し、これに逆ウェーブレット変換、D/A変換を施して体動除去脈波波形MH'を生成する。逆ウェーブレット変換は、上述したウェーブレット変換と相補的な関係にあり、そこでは以下に示す数2の演算がなされる。

【数2】

$$f(x) = \frac{1}{C_\psi} \int \int_{\mathbb{R}^2} (W_\psi f)(b, a) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) \frac{da db}{a^2}$$

【0073】ここで、構成例1の動作を図面を参照しつつ説明する。この例では、使用者が手でコップを持ち上げた後、これを元の位置に戻した場合を想定する。この場合、図17(a)に示す脈波波形MHが脈波検出部5によって検出され、また、同時に図17(b)に示す体動波形THが体動検出部70によって検出されたものとする。

【0074】ここで、体動波形THは、時刻T1から増加しはじめ、時刻T2で正のピークとなり、その後、次第に減少して時刻T2でレベル0を通過し、時刻T3で負のピークに達し、時刻T4でレベル0に戻っている。ところで、体動波形THは加速度センサ等によって検出されるため、時刻T3は使用者がコップを最大に持ち上げた時刻に対応し、時刻T1は持上開始時刻に対応し、また、時刻T4は持上終了時刻に対応する。したがって、時刻T1から時刻T4までの期間が体動が存在する期間となる。なお、図16(c)は仮に体動がなかったとした場合の脈波波形MH'である。また、この例において、脈波波形MHの基本波周波数は、1.3Hzとなっている。

【0075】次に、図18~図20を参照して、図17に示す期間Tcにおける脈波検出装置の動作を説明する。図18は期間Tcにおける脈波解析データMKDを示し、図18に期間Tcにおける体動解析データTKDを示す。この図から、体動波形THには、0.0Hz~1.0Hzの周波数領域において比較的大きなレベルの周波数成分が存在していることが判る。

【0076】脈波解析データMKDと体動解析データTKDが、体動除去部73に供給されると、体動除去部73は、脈波解析データMKDから体動解析データTKDを減算して、図20に示す体動除去脈波解析データMKD'を生成する。これにより、体動がある場合でもその影響をキャンセルして体動除去脈波解析データMKD'を得ることができる。この後、体動除去部73は体動除去脈波解析データMKD'に逆ウェーブレット変換を施

10

20

30

40

50

して、図17(c)に示す体動除去脈波波形MH'を生成する。

【0077】このように構成例1にあっては、体動検出部70で検出された体動波形THに基づいて、脈波波形MHに重畳している体動成分を除去し体動除去脈波波形MH'を生成したので、腕の振り等の体動がある場合であっても、正確に橈骨動脈の位置を検出することが可能となる。この例は、脈波検出中に脈波波形Mの振幅値が最大となるように、自動位置変更機構10をフィードバック制御する場合に好適である。

【0078】2. 構成例2

構成例1においては、体動検出部70によって体動波形THを検出し、体動波形THにウェーブレット変換を施した。そして、脈波波形MHのウェーブレット変換の結果と、体動波形THのウェーブレット変換の結果とを比較して、脈波波形MHの周波数成分に含まれている体動成分をキャンセルし体動除去脈波波形MH'を生成した。しかし、構成例1では、体動検出部70および第1の周波数解析部71が必要になるので、構成が複雑になる。構成例2は、この点に鑑みてなされたものである。

【0079】図21は、体動除去手段7の構成例2を示すブロック図である。この例にあっては、体動除去手段7は、第2の周波数解析部72と体動分離部74から構成される。第2の周波数解析部72については構成例1と同一である。体動分離部74は、脈波解析データMKDから体動成分を分離除去して体動除去脈波波形MH'を生成する。体動分離部74は、以下に述べる体動の性質を利用している。

【0080】体動は、腕の上下動や走行時の腕の振り等によって生じるが、日常生活においては、人体を瞬間的に動かすことはほとんどない。このため、日常生活では、体動波形THの周波数成分はそれほど高くなく、0Hz~1Hzの範囲にあるのが通常である。この場合、脈波波形MHの基本波周波数は、1Hz~2Hzの範囲にあることが多い。したがって、日常生活において、体動波形THの周波数成分は脈波波形MHの基本波周波数よりも低い周波数領域にある。

【0081】一方、ジョギング等のスポーツ中にあっては、腕の振り等の影響があるため、体動波形THの周波数成分が幾分高くなるが、運動量に応じて心拍数が増加するため、脈波波形MHの基本波周波数も同時に高くなる。このため、スポーツ中においても、体動波形THの周波数成分は脈波波形MHの基本波周波数よりも低い周波数領域にあるのが通常である。

【0082】体動分離部74は、この点に着目して体動成分を分離するものであり、脈波波形MHの基本波成分よりも低い周波数領域を無視するように構成されている。この場合には、脈波波形MHの基本波成分より高い周波数領域に体動成分が存在すると脈象の検出精度が低下する。しかしながら、上述したように体動成分は脈波

波形MHの基本波成分よりも低い周波数領域にある確率が高いので、高い精度で体動を除去することが可能である。すなわち、体動分離部74は、周波数解析結果のうち低域成分を除去した周波数成分に基づいて、体動除去脈波波形MH'を生成するものである。

【0083】図21において、波形整形部741は脈波波形MHに波形整形を施して、脈波波形MHと同期したリセットパルスを生成する。カウンタ742は図示せぬクロックパルスを計数し、前記リセットパルスによってカウンタ値がリセットされるようになっている。また、平均値算出回路743は、カウンタ742のカウンタ値の平均値を算出する。この平均値は、脈波波形MHの平均周期に対応する。したがって、平均値を参照すれば、脈波波形MHの基本波周波数を検知できる。

【0084】次に、置換回路744は、前記平均値に基づいて、脈波波形MHの基本波周波数を含む周波数領域を特定する。例えば、前記平均値が0.71秒を示す場合には、基本波周波数は1.4Hzとなるので、特定される周波数領域は1Hz~1.5Hzとなる。この後、置換回路744は、特定周波数領域未満の周波数領域について、脈波解析データMKDを「0」に置換して体動分離脈波データTBDを生成する。これにより、脈波波形MHの基本波周波数より低い周波数領域の成分は無視される。この場合、体動成分とともに脈波成分も「0」に置換されてしまうが、脈波波形MHの特徴的な部分は基本波周波数よりも高域の周波数領域に存在するため、「0」に置換しても最終的に得られる体動除去脈波波形MH'にはほとんど影響を与えない。次に、逆変換部745は体動分離脈波データTBDに逆ウェーブレット変換を施して体動除去脈波波形MH'を生成する。

【0085】このように構成例2にあっては、体動検出部70および第1の周波数解析部71を用いることなく、体動分離部74によって体動除去脈波波形MH'を生成したので、簡易な構成で正確に橈骨動脈の位置を検出することが可能となる。この例は、構成例1と同様に脈波検出中に脈波波形Mの振幅値が最大となるように、自動位置変更機構10をフィードバック制御する場合に好適である。

【0086】3. 第3実施形態の変形例

(1) 上述した第3実施形態にあっては、体動除去手段7を用いて位置決めセンサ1からの脈波波形MHより体動を除去したが、これを脈波検出部5によって検出される脈波波形Mに適用して、体動除去脈波波形M'を生成するようにしてもよい。

【0087】(2) 上述した第3実施形態にあっては、第2実施形態と同様に自動位置変更機構10を有する脈波検出装置を一例として説明したが、第1実施形態で説明した手動位置変更機構2を有する脈波検出装置に、体動除去手段7を適用してもよいことは勿論である。

【0088】(3) 上述した第3実施形態にあって、ウ

10

20

30

40

50

エーブレット変換の出力には、各周波数領域と時間領域には一定の関係があるので、分割する周波数領域に応じて検出時間が定まる。このため、自動位置変更部 10 を検出時間単位毎に間欠駆動するのが好適である。また、周波数解析の手法として FFT を用いる場合には、自動位置変更部 10 を FFT が行える検出時間単位毎に間欠駆動するのが好適である。

【0089】D. 変形例

本発明は上述した各実施形態に限定されるものではなく、以下に述べる各種の変形が可能である。

(1) 上述した各実施形態においては、脈派を検出する生体の部位として、手首の橈骨動脈を一例として説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、脈派の検出部位に相当する動脈はどのようなものであってもよい。すなわち、人の動脈には、図 22 に示すように各種のものがあるが、上述した脈派検出装置の形態を検出部位に合わせて変形すれば、各種の動脈の位置決めを行うことができ、正確な脈波波形の検出が可能である。

【0090】例えば、首の頸動脈から脈波波形 M を検出する場合にあっては、図 23 に示すように構成すればよい。この図において、30 は、アーチ状の装着部であり、洋服のカラーの内側部分に装着できるようになっている。この装着部 30 の内側には、自動位置変更機構 10 が取り付けられている。自動位置変更機構 10 からコードが引き出され、制御ボックス 35 に接続されている。制御ボックス 35 には、表示部 4 や極性検出部 3 が設けられている。制御ボックス 35 は、例えば、洋服のポケットなどに入る大きさに設定されている。上述した構成によるこの実施形態の動作は、前述した第 2 実施形態と同様である。

【0091】また、自動位置変更機構 10 に代えて、第 1 実施形態のように、手動で脈波検出部 5 を動かすかす構成にしてもよい。また、頸動脈から脈波を検出するための装着部 30 としては、上述したタイプのみならず、ネクレスの輪のような形状にしても、ネクタイのループ部分の形状にしても、あるいは、首輪のような形にしてもよい。

【0092】(2) 上述した各実施形態は、脈波検出部 5 の一例として圧力センサを取り上げたが、本発明はこれに限定されることなく、例えば、光学式センサを使用してもよい。光学式センサとしては、位置決めセンサ 1 と同様の形式である反射型の他、透過型のセンサを使用することもできる。また、超音波を用いたセンサを使用してもよい。要は、動脈の脈波波形を検出できるのであれば、どのような形式のものを使用してもよい。

【0093】(3) 上述した各実施形態は、位置決めセンサ 1 と脈波検出部 5 を別個の構成として説明したが、両者を兼用してもよい。この場合には、脈波検出部 5 を削除して位置決めセンサ 1 から出力される脈波波形 MH を用いて、脈拍数等の生体情報を計測して、これを表示

部 4 に表示できる。また、第 3 実施形態の変形例で説明した体動除去を行う場合には、体動除去手段 7 を位置決めセンサ 1 の後段に一つのみ設ければよいので、構成を簡易にすることができる。

【0094】(4) 第 2、第 3 実施形態で用いた自動位置変更機構 10 は、リニアバルスモータの構成を採用していたが、これに代えて、機械的な構成によって可動部 10c を駆動してもよい。この場合の一例を図 24 に示す。図 24 において、M はモータであり、50 はモータ M の軸に、軸心を共通にして取り付けられているボールネジである。10f は受光部 2 が取り付けられるベース部材であり、ボールネジ 50 と螺合している。ベース部材 10f は、ボールネジが回転すると、その回転方向に応じて図面左右方向に移動する。また、その移動量はボールネジ 50 の回転量に比例する。また可動部 10c には、位置決めセンサ 1 と脈波検出部 5 が設けられている。以上の構成により、自動位置変更機構 10 は、可動部 10c を腕の周方向（橈骨動脈に対して直交する方向）に駆動する。この場合も、第 2 実施形態と同様に、可動部 10c を表皮に押しつけていないので、腕の表皮に沿って移動させる力は少なく済む。したがって、一般的な超小型モータのトルクで十分にサーボ制御が可能である。また、可動部 10c の移動距離は 1cm 程度あれば、十分に最適位置を見つけることができる。

【0095】(5) 上述した各実施形態および変形例において、摺動体 14 の端部に押圧脚部 2a、2b を設けるようにしても良い。この点について、図 25 を用いて説明する。図 25 は光電反射型の脈派検出装置を腕に装着状態での断面図である。この図において、本体 18 の両端に取り付けられたリストバンド 13a、13b は、被験者の手首に巻き付けられて、公知のフック 122 によって互いに締結されている。なお、フック 122 により、腕時計 10 の周長の調節が可能ないように、すなわち手首への締め付け力を調節可能なようにされている。

【0096】リストバンド 13a の裏面（手首に対向する面）には光学式拍動検出センサ 2' が固定されている。これに代えて圧力検出センサを用いてもよい。光学式拍動検出センサ 2' は送信部と受信部が一体となって構成されている。光学式拍動検出センサ 2' は、リストバンド 13a、13b の締め付け力を受けて橈骨動脈 21 の真上の表皮を押圧する。

【0097】リストバンド 13a には、裏側に突出する押圧脚部 2a、2b が取り付けられており、押圧脚部 2a、2b の少なくとも一方はリストバンド 13a の周方向に沿って移動可能、かつ移動した位置で停止可能になっている。この場合、押圧脚部 2a、2b は橈骨動脈の両側の弾性の高い（軟らかい）表面を凹ませるから、脈波検出部 5 を容易に橈骨動脈 RA の真上に位置決めすることが可能である。また、可動部 10c の先端は、押圧脚部 2a、2b の先端同士よりも、上方に位置してい

るため、他の組織よりも弾性の低い(硬い)橈骨動脈が、押圧脚部 2 a、2 b の間に簡単に位置決めされるようになっている。

【0098】したがって、このような押圧脚部 2 a、2 b を摺動体 1 4 (図 4、図 1 3 等参照)の端部に設けることによって概略の位置決めを行い、この後、摺動体 1 4 によって精密な位置決めを行うことにより、正確な位置決めを容易に行うことができ、脈派信号の S/N 比を向上することができる。

【0099】なお、橈骨動脈は皮膚の下 3 mm 程度の位置にあるのが通常であるから、押圧脚部 2 a、2 b のみを用いて皮膚を押圧して位置決めを行っても良い。この場合は、摺動体 1 4 と押圧脚部 2 a、2 b を使用する場合と比較して脈派信号の S/N は多少劣化するが、実用上問題は少ない。

【0100】(6) 上述した第 1 実施形態あつては、位置決めセンサ 1 からの脈波波形 M H の極性を極性検出部 3 で検出して、これを表示部 4 に表示するようにしたが、脈波波形 M H を直接、表示部 4 に表示してもよい。この場合、脈波検出部 5 が橈骨動脈の上に位置すると、表示部 4 に表示される脈波波形 M H の振幅極性が反転するので、被験者は脈波検出部 5 の位置決めを行うことができる。要は、位置決めセンサ 1 から出力される脈波波形 M H に基づいて、脈波検出手部 1 と生体の検出部位との相対位置関係を変更するものであれば、如何なる構成を用いてもよい。

【0101】

【発明の効果】以上、説明したように本発明の発明特定事項によれば、皮膚を押圧ことなく動脈の位置を特定することができるので、被験者に負担をかけることなく、動脈の位置を正確に特定することができ、S/N 比のよい脈波を検出することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 橈骨動脈の立体模型図である。

【図 2】 橈骨動脈、細動脈および毛細血管の関係を模式的に示す断面図である。

【図 3】 橈骨動脈の脈動を示す図である。

【図 4】 (a) は毛細血管 C A の脈波波形を、(b) は細動脈 A R の脈波波形を各々示した図である。

【図 5】 本発明の実施形態に係わる脈波検出装置の機能ブロック図である。

【図 6】 第 1 実施形態に係わる脈波検出装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 7】 同実施形態に係わる位置決めセンサの回路図である。

【図 8】 同実施形態に係わる極性検出部の回路図である。

【図 9】 同実施形態に係わる脈波検出装置の外観を示す斜視図である。

【図 10】 同実施形態に係わる脈波検出装置を腕に装着した状態を示す斜視図である。

【図 11】 同実施形態において脈波波形 M H と極性検出信号 K S の関係を示す図である。

【図 12】 第 2 実施形態に係わる脈波検出装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 13】 同実施形態に係わる自動位置変更機構の外観を示す正面図である。

【図 14】 第 3 実施形態に係わる脈波検出装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 15】 同実施形態の体動除去手段 7 に係わる構成例 1 を示すブロック図である。

【図 16】 同実施形態に係わる第 1 の周波数解析部 7 1 の詳細な構成を示すブロック図である。

【図 17】 同実施形態に係わる構成例 1 の動作を説明するためのタイミングチャートである。

【図 18】 同実施形態において、期間 T c における脈波解析データ M K D を示す図である。

【図 19】 同実施形態において、期間 T c における体動解析データ T K D を示す図である。

【図 20】 同実施形態において、体動除去脈波解析データ M K D' を示す図である。

【図 21】 同実施形態の体動除去手段 7 に係わるに構成例 2 を示すブロック図である。

【図 22】 人体の動脈を示す図である。

【図 23】 変形例に係わる脈波検出装置の外観構成を示す図である。

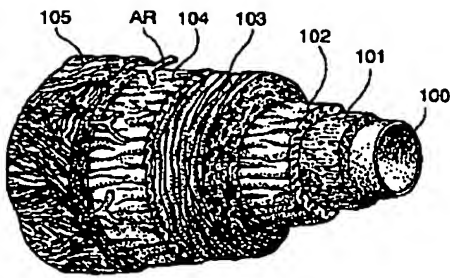
【図 24】 変形例に係わる自動位置変更機構 1 0 の機械的な構成を示す図である。

【図 25】 光電反射型の脈派検出装置を腕に装着状態での断面図である。

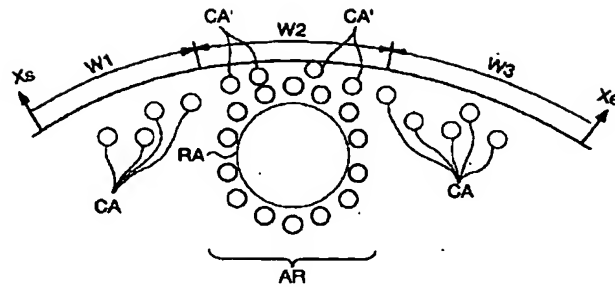
【符号の説明】

- 1 位置決めセンサ
- 2 手動位置変更機構(位置変更手段)
- 3 極性検出部(極性検出手段)
- 4 表示部(告知手段)
- 5 脈波検出部(脈波検出手段)
- 6 制御部(位置変更手段)
- 7 体動除去手段
- 8 生態情報生成部(振幅検出手段)
- 10 自動位置変更機構(位置変更手段)
- 70 体動検出部
- 71 第 1 の周波数解析部
- 72 第 2 の周波数解析部
- 73 体動除去部
- 74 体動分離部
- M, M H 脈波波形
- T H 体動波形
- M H' 体動除去脈波波形

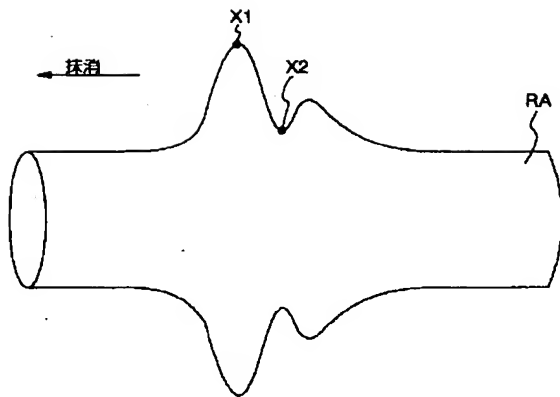
【図1】



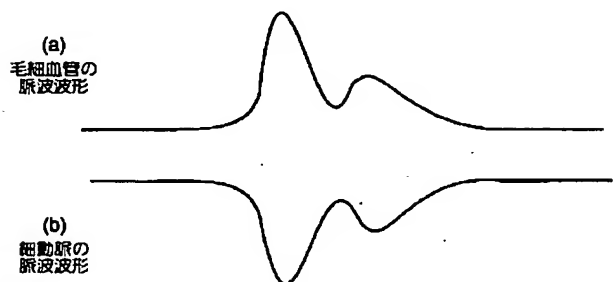
【図2】



【図3】

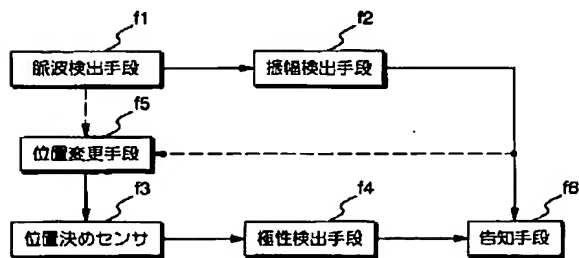


【図4】

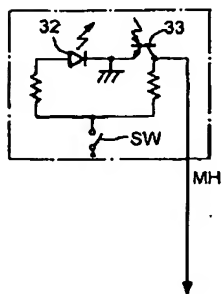


【図6】

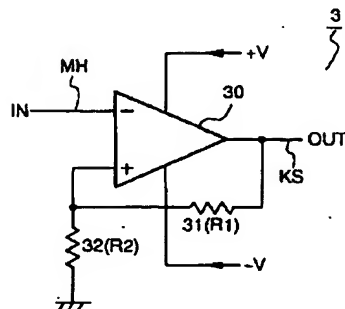
【図5】



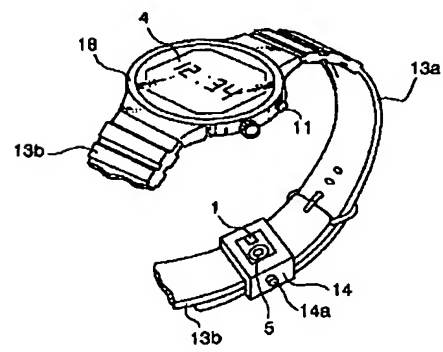
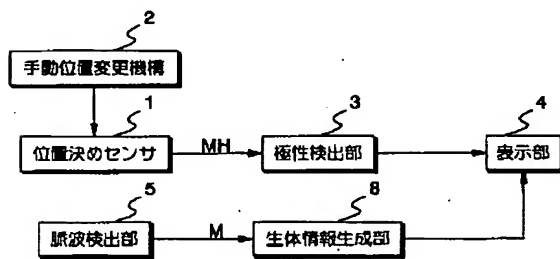
【図7】



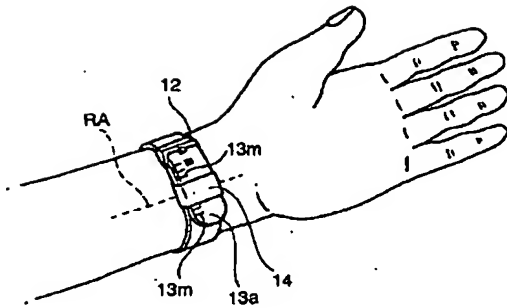
【図8】



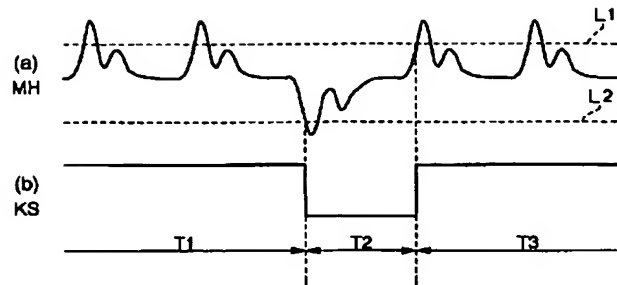
【図9】



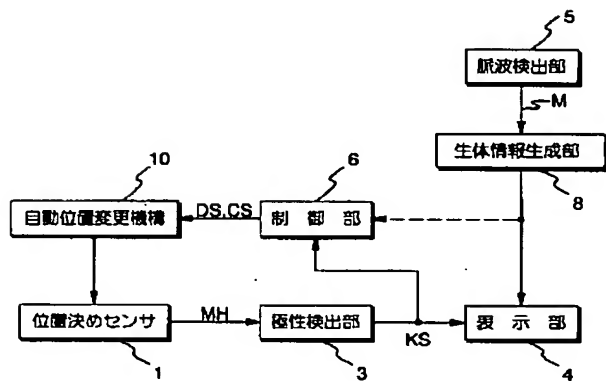
【図10】



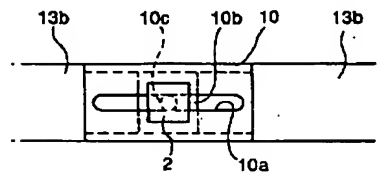
【図11】



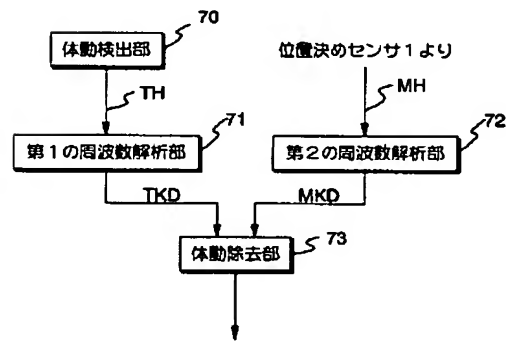
【図12】



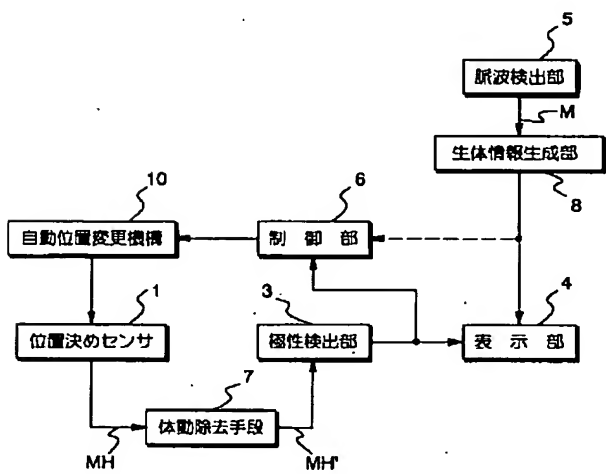
【図13】



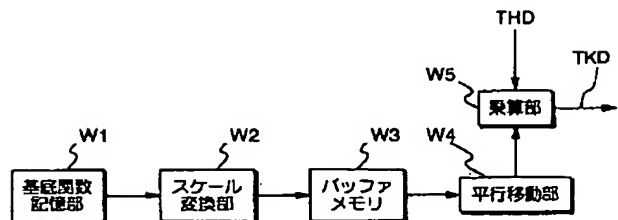
【図15】



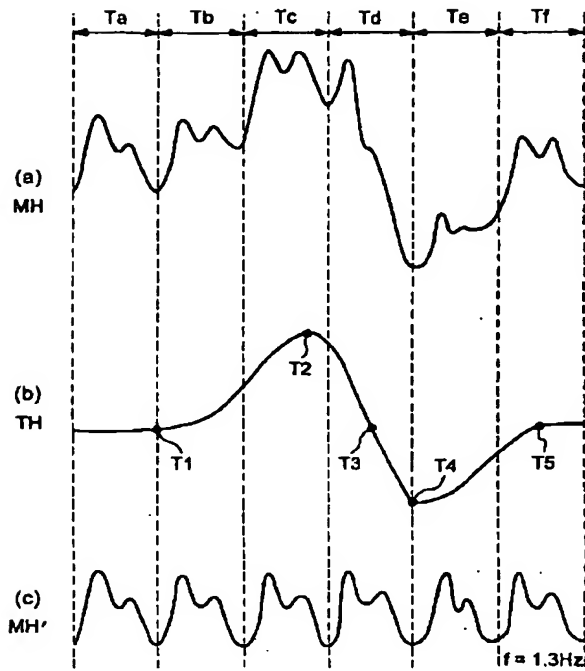
【図14】



【図16】



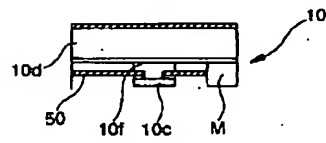
【図17】



【図18】

4.0~3.5Hz	8	4	6	0	0	0	0	0
3.5~3.0Hz	5	2	3	1	0	0	0	0
3.0~2.5Hz	2	1	4	0	0	0	0	0
2.5~2.0Hz	1	1	3	0	1	0	0	1
2.0~1.5Hz	2	3	1	1	1	0	0	1
1.5~1.0Hz	4	5	5	5	5	8	5	4
1.0~0.5Hz	4	7	8	8	6	8	8	8
0.5~0.0Hz	6	7	7	10	10	9	9	9
	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7	t8

【図24】



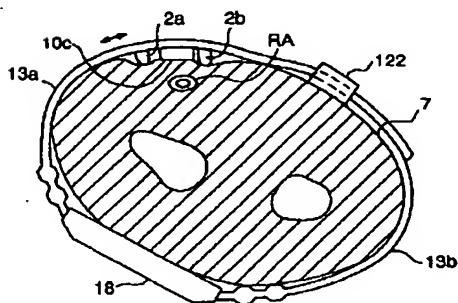
【図19】

4.0~3.5Hz	0	0	0	0	0	0	0	0
3.5~3.0Hz	0	0	0	0	0	0	0	0
3.0~2.5Hz	0	0	0	0	0	0	0	0
2.5~2.0Hz	0	0	0	0	0	0	0	0
2.0~1.5Hz	0	0	0	0	0	1	0	0
1.5~1.0Hz	0	1	1	0	0	2	1	0
1.0~0.5Hz	4	5	7	7	5	6	8	7
0.5~0.0Hz	5	8	8	8	7	8	8	8
	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7	t8

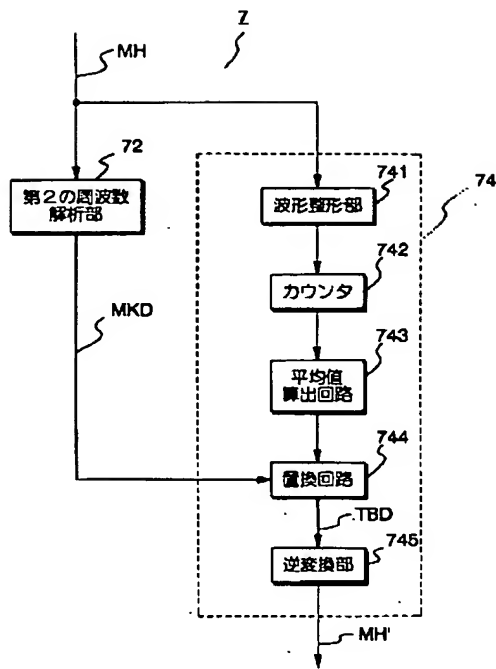
【図20】

4.0~3.5Hz	8	4	6	0	0	0	0	0
3.5~3.0Hz	5	2	3	1	0	0	0	0
3.0~2.5Hz	2	1	4	0	0	0	0	0
2.5~2.0Hz	1	1	3	0	1	0	0	0
2.0~1.5Hz	2	3	1	1	1	0	0	1
1.5~1.0Hz	4	4	4	5	5	4	4	4
1.0~0.5Hz	0	2	1	1	1	2	2	1
0.5~0.0Hz	1	1	1	4	3	3	3	3
	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7	t8

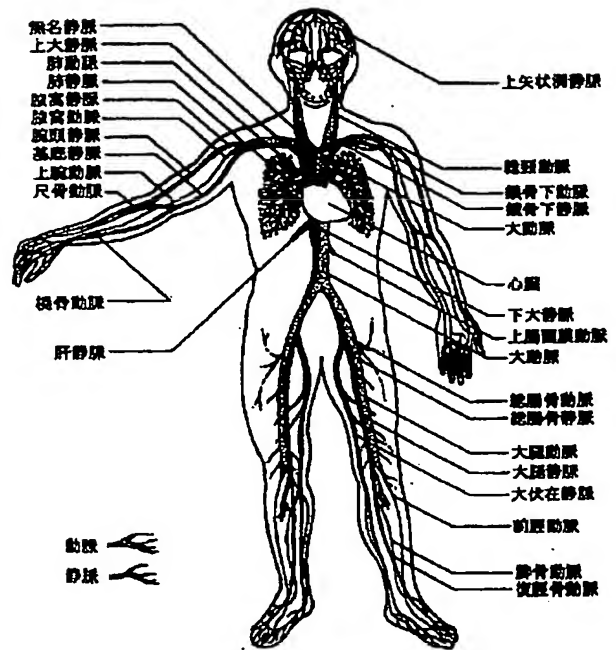
【図25】



【図 2 1】



【图 2 2】



【图 2 3】

